

PENGARUH pH TERHADAP DEGRADASI HIDROLITIK BENANG BEDAH SINTETIS BERBASIS POLI(GLIKOLAT-KO-LAKTAT)

Sudaryanto¹, Irhamni² dan Siti Wardiyati¹

¹Pusat Teknologi Bahan Industri Nuklir (PTBIN)-BATAN

Kawasan Puspiptek, Serpong 15314, Tangerang

²Program Pascasarjana Ilmu Material, FMIPA-UI

Jl. Salemba Raya No.4, Jakarta 10440

ABSTRAK

PENGARUH pH TERHADAP DEGRADASI HIDROLITIK BENANG BEDAH SINTETIS BERBASIS POLI(GLIKOLAT-KO-LAKTAT). Telah dilakukan studi *in vitro* tentang pengaruh pH terhadap proses degradasi hidrolitik benang bedah sintesis berbasis kopolimer poli(glikolat-ko-laktat). Pengujian dilakukan dengan cara inkubasi dalam larutan penyangga dengan nilai pH 4, pH 7 dan pH 10 selama beberapa minggu pada suhu 37 °C. Perubahan strukturmikro dan morfologi diamati dengan peralatan *Scanning Electron Microscope (SEM)*, dan *X-Ray Diffraction (XRD)*. Hasil penelitian menunjukkan bahwa kecepatan degradasi hidrolitik benang bedah dipengaruhi oleh kondisi pH lingkungan, yang mana semakin tinggi pH semakin cepat proses degradasi. Pada pH 4 proses degradasi benang bedah tampak nyata setelah inkubasi selama 9 minggu sedangkan pada pH 10 setelah 4 minggu. Proses degradasi diiringi dengan kenaikan kristalinitas benang yang tampak nyata terutama pada pH 4.

Kata kunci : Biodegradabel, Benang Bedah, Degradasi, pH

ABSTRACT

THE EFFECT OF pH ON THE HYDROLITIC DEGRADATION OF SYNTHETIC SUTURE BASED ON POLY(GLYCOLIDE-CO-LACTIDE). In vitro study of the effect of pH on the hydrolytic degradation of synthetic suture based on copolymer poly(glycolide-co-lactide) has been done. The experiment has been carried out by incubation processing in a buffer solution with pH values of 4, 7 and 10 for several weeks at temperature of 37 °C. The micro structure and morphology were characterized by a scanning electron microscopy (SEM), and an X-ray diffraction (XRD). The results show that the degradation rate of synthetic suture affected by the pH in which the higher pH of incubation solution, the higher degradation rate. At pH value of 4 the degradation processes was obviously after incubating for 9 weeks while at pH 10 was after 4 weeks. The degradation process was accompanied by an increase in crystallinity, which is clearly appear especially at pH 4.

Key words : Biodegradable, Suture, Degradation, pH

PENDAHULUAN

Benang bedah (*suture*) adalah perlengkapan medis yang digunakan untuk menyambung pembuluh darah atau jaringan tubuh. Menurut jenis bahannya, benang bedah dapat terbagi dalam dua golongan yaitu yang dapat diserap oleh tubuh (*biodegradable*) dan yang tidak dapat diserap oleh tubuh (*non-biodegradable*). Benang yang dapat diserap terdiri dari bahan polimer alami (misalnya kolagen domba) dan dari bahan polimer sintesis (misalnya poliglikolat). Sedangkan benang yang tidak dapat diserap terdiri dari bahan polimer alami (misalnya sutera), bahan polimer sintesis (misalnya nilon) dan dari bahan logam (*stainless steel*) [1,2].

Ada dua mekanisme penyerapan benang bedah di dalam tubuh. Benang yang berasal dari bahan polimer alami, penyerapannya melalui proses degradasi oleh enzim-enzim dalam jaringan tubuh, sedangkan benang yang berasal dari bahan polimer sintesis penyerapannya melalui proses degradasi hidrolitik di dalam jaringan tubuh[3-5].

Dalam aplikasinya, benang bedah dari polimer *biodegradable* sintesis lebih disukai daripada benang benang polimer *biodegradable* alami karena reaksinya terhadap jaringan kecil, tidak beracun dan laju penyerapannya dapat diprediksi. Polimer yang paling sering digunakan adalah *polyester* yang biasa disebut

poliglilolat, polilaktat, poli(ϵ -kaprolaton), poli dioksanon dan kopolimer-kopolimernya [1-5].

Polyglactin 910 adalah salah satu benang bedah sintesis dari kopolimer poliglilolat (PGA) dan polilaktat (PLA), (PGA-ko-PLA), yang tersusun atas 90 % PGA dan 10 % PLA. Benang bedah sintesis ini telah diketahui dapat diserap tubuh dalam waktu sekitar beberapa bulan, dan sering dipakai karena dapat digunakan pada hampir semua jaringan tubuh [6]. Satu seri penelitian secara *in vitro* terhadap benang bedah jenis ini telah dilakukan tetapi hanya sebatas fenomena makroskopis seperti perubahan sifat mekanik [7-9]. Penelitian lain yang memfokuskan pada analisis mikro secara komprehensif telah dilakukan, tetapi dengan sampel dalam bentuk film [10].

Polyglactin 910 diserap oleh tubuh setelah mengalami degradasi melalui proses hidrolisis. Degradasi hidrolitik dipengaruhi oleh beberapa faktor, seperti kristalinitas, hidrofilisitas, rasio kopolimer dan pH lingkungan [3-11]. Tubuh manusia memiliki kondisi pH yang berbeda-beda, tergantung jaringannya, misalnya mulut dan kerongkongan memiliki pH sekitar 6,6 hingga 6,8, lambung memiliki pH 1 hingga 3, usus dua belas jari memiliki pH sekitar 8,2 sampai dengan 9,3, usus kecil memiliki pH 7 hingga 8, usus besar memiliki pH 6 sampai dengan 6,5 dan darah dalam tubuh manusia memiliki pH 7,4 [12,13]. Pengaruh pH pada degradasi benang bedah *polyglactin 910* ini perlu diketahui karena berkaitan dengan aplikasi benang ini terhadap jaringan yang mempunyai kondisi fisiologi yang berbeda-beda. Dengan demikian penelitian ini sangat penting dan perlu dilakukan.

Pada penelitian sebelumnya telah dilakukan pengkajian perubahan strukturmikro seiring dengan proses degradasi *in vitro* dari benang bedah *polyglactin 910*, sebagai fungsi waktu inkubasi pada lingkungan pH 4 pada suhu 37 °C [14]. Dari penelitian tersebut diketahui bahwa bentuk permukaan benang bedah mengalami perubahan seiring dengan waktu perendaman yang secara nyata menunjukkan fenomena degradasi. Sedangkan dalam benang secara keseluruhan terjadi peningkatan kristalinitas seiring dengan waktu perendaman. Akan tetapi pengaruh pH dalam penelitian tersebut masih diabaikan. Sebagai kelanjutannya, pada penelitian ini dilakukan pengkajian pengaruh pH terhadap proses degradasi *in vitro* benang bedah *polyglactin 910*. Pada penelitian ini suhu inkubasi dikontrol pada 37 °C agar sesuai dengan rata-rata suhu tubuh manusia.

METODE PERCOBAAN

Bahan dan Alat

Bahan-bahan yang digunakan dalam penelitian ini adalah benang bedah sintesis *Polyglactin 910* bermerek dagang *Vicryl*, dengan kode ukuran 1 dan kode produksi J347. Benang tersebut merupakan kopolimer

dari poliglilolat dan polilaktat dengan komposisi 90:10 serta dilapisi dengan *Calcium Stearate*. Bahan lain adalah larutan penyangga (*buffer*) ((*Citric acid/Hydrochloric acid*) atau $\text{HOC}(\text{COOH})(\text{CH}_2\text{COOH})_2/\text{HCl}$)).

Peralatan yang digunakan adalah ruangan inkubator pada 37 °C dan botol-botol sebagai wadah inkubasi.

Proses Inkubasi

Benang bedah sintesis *Polyglactin 910* sebagai sampel benang diinkubasi dalam 100 mL larutan penyangga dengan pH 4, pH 7, dan pH 10 pada suhu 37 °C selama 9 minggu dengan periode pengambilan sampel setiap selang satu minggu. Pada setiap kali pengambilan, sampel dicuci dengan air destilasi, dikeringkan pada suhu kamar, kemudian dikarakterisasi.

Karakterisasi

Disamping pengamatan secara visual, analisis mikro terhadap sampel dalam bentuk benang dilakukan dengan bantuan peralatan *Scanning Electron Microscope (SEM)*, dan *X-Ray Diffractometer (XRD)*. *SEM* yang digunakan adalah tipe *Jeol Scanning Microscope (JSM) 5310LV* di laboratorium Ilmu Material Universitas Indonesia. Sedangkan *XRD* yang digunakan bertipe Philips PW3710 di laboratorium Ilmu Material Universitas Indonesia, dengan memakai tabung anoda Co, menggunakan tegangan dan arus masing-masing 40 kV dan 30 mA.

HASIL DAN PEMBAHASAN

Pengaruh pH terhadap proses degradasi benang bedah *polyglactin 910* secara makroskopis dapat dilihat secara visual setelah inkubasi selama 4 minggu. Perubahan yang nyata dapat diamati langsung dari perubahan warna dari benang dan kekuatannya. Sebelum diinkubasi benang berwarna ungu, setelah diinkubasi selama 4 minggu warna ungu berkurang menjadi keputih-putihan terutama pada inkubasi dalam larutan dengan pH 10. Kemudian seiring dengan waktu inkubasi, benang bedah semakin rapuh, mudah putus dan menyusut saat dikeringkan. Kerapuhan sampel benang akibat inkubasi menyebabkan sulit dalam penanganannya. Setelah 4 minggu inkubasi dalam penyangga pH 4 sampel benang masih mudah ditangani, sedangkan benang dalam penyangga pH 7 sulit ditangani setelah dikeringkan dan benang dalam penyangga pH10 sulit ditangani meskipun dalam kondisi basah.

Fenomena tersebut menunjukkan pengaruh pH terhadap benang bedah sintesis *polyglactin 910*. Benang yang diinkubasi dalam penyangga pH 4 terdegradasi lebih lambat daripada benang yang diinkubasi dalam penyangga pH 7 dan pH 10. Atau

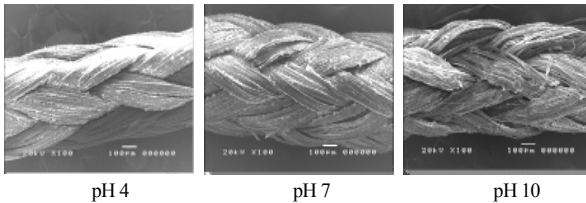
dengan kata lain, kecepatan degradasi meningkat seiring dengan kenaikan pH.

Selanjutnya fenomena pengaruh pH terhadap perubahan struktur benang bedah *polyglactin 910* dapat dilihat berdasarkan hasil pengamatan dengan *SEM* dan *XRD*.

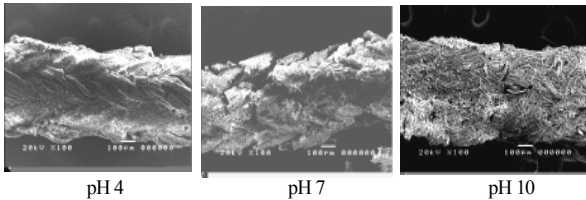
a. Sebelum inkubasi



b. Setelah inkubasi 4 minggu



c. Setelah inkubasi 9 minggu



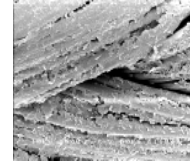
Gambar 1. Foto SEM dengan perbesaran 100 kali dari benang bedah *Polyglactin 910* sebelum dan setelah inkubasi selama 4 minggu dan 9 minggu dalam berbagai pH.

Gambar 1 menunjukkan struktur permukaan benang bedah *Polyglactin 910* sebelum inkubasi dan sesudah inkubasi selama 4 minggu dan 9 minggu dalam berbagai lingkungan pH, dilihat dengan peralatan *SEM* dengan perbesaran 100 kali. *Polyglactin 910* merupakan benang bedah multi filamen yang terdiri atas beberapa filamen benang yang dipilin rapi dan padat seperti tampak pada Gambar 1(a). Dari Gambar 1(b) dan Gambar 1(c) tampak jelas bahwa kerusakan permukaan benang sebagai akibat degradasi terjadi seiring dengan waktu inkubasi dan kenaikan pH. Setelah inkubasi selama 4 minggu, sampel benang pada lingkungan asam (pH 4) tidak menunjukkan perubahan yang nyata. Sedangkan pada lingkungan basa (pH 10) kerusakan benang bagian permukaan telah dapat diamati. Perubahan yang nyata tampak pada semua sampel setelah inkubasi selama 9 minggu. Namun demikian kerusakan permukaan benang yang ditandai dengan banyaknya filamen benang yang putus semakin nyata pada sampel yang diinkubasi dalam lingkungan pH tinggi.

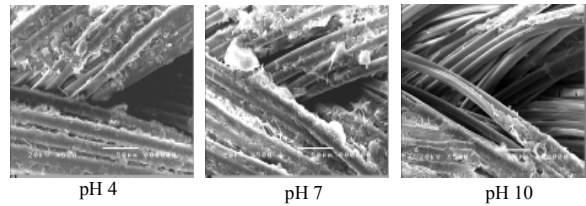
Pengamatan lebih lanjut dengan *SEM* pada pembesaran 500 kali ditunjukkan pada Gambar 2. Sebelum inkubasi permukaan benang terbungkus pelapis (a), namun setelah 4 minggu inkubasi sebagian pelapis hilang. Hilangnya bahan pelapis semakin nyata seiring dengan waktu inkubasi dan kenaikan pH. Setelah inkubasi 9 minggu disamping sebagian

pelapisnya hilang, terdapat pula banyak filamen benang penyusun yang putus terutama pada sampel yang diinkubasi pada lingkungan basa (pH 10). Hal ini semakin memperjelas fenomena kerusakan permukaan secara keseluruhan seperti yang ditunjukkan Gambar 1.

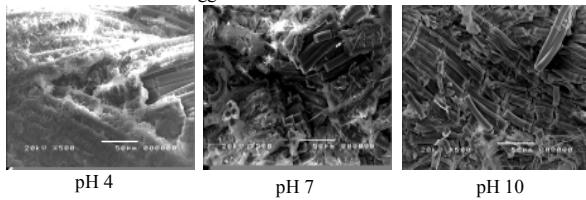
a. Sebelum inkubasi



b. Setelah inkubasi 4 minggu

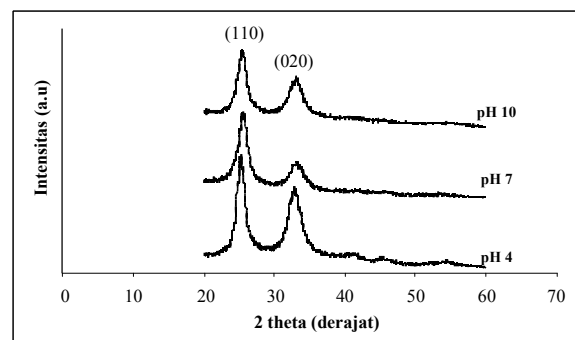


c. Setelah inkubasi 9 minggu



Gambar 2. Foto SEM dengan perbesaran 500 kali dari benang bedah *Polyglactin 910* sebelum dan setelah inkubasi selama 4 minggu dan 9 minggu dalam berbagai pH.

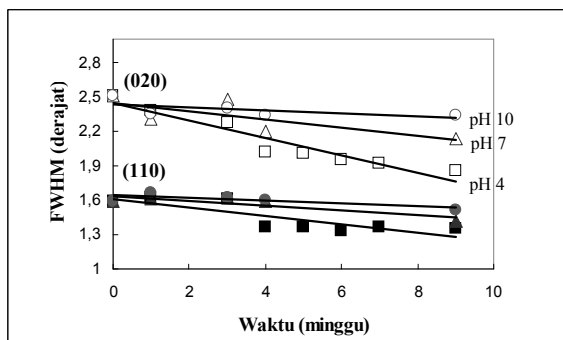
Pengaruh pH terhadap perubahan strukturmikro atau kiralinitas benang bedah sintetis *Polyglactin 910* selama proses degradasi dapat dilihat dari hasil pengujian *XRD*. Gambar 3 mewakili pola difraksi dari sampel benang bedah yang diinkubasi dalam berbagai *penyangga* pH 4, pH 7 dan pH 10. Semua sampel menunjukkan keberadaan dua puncak dengan posisi pada sudut 2θ sekitar 25° dan 33° yang masing-masing dapat diidentifikasi sebagai bidang [110] dan [020], dari kristal berstruktur ortorombik [11]. Hasil ini sesuai dengan data yang dilaporkan peneliti sebelumnya dari hasil pengukuran *XRD* dengan target Cu, terhadap sampel berbentuk pelet dari *Poly(glycolic)* dan *Poly(glycolic-co-lactic)* dan menunjukkan adanya



Gambar 3. Pola Difraksi Sampel benang Setelah Inkubasi 4 Minggu

dua puncak di sudut 2θ sekitar 22° dan 29° [10]. Perbedaan posisi puncak yang dilaporkan peneliti sebelumnya dengan penelitian ini adalah akibat dari perbedaan panjang gelombang sinar-X yang digunakan, sedangkan penghitungan jarak antar kisi (d) menunjukkan nilai yang sesuai.

Dari Gambar 3 dapat diketahui bahwa puncak difraksi melebar seiring dengan kenaikan pH. Untuk melihat perubahan puncak difraksi pada Gambar 3 telah dilakukan analisis perubahan lebar setengah tinggi puncak difraksi (*FWHM*) seperti ditunjukkan pada Gambar 4.



Gambar 4. Grafik perubahan *FWHM* puncak difraksi bidang [110] dan [020] seiring dengan waktu inkubasi sampel benang bedah dalam larutan penyangga (■, □) pH 4, (▲, △) pH 7 dan (●, ○) pH 10.

Gambar 4 menunjukkan kurva hubungan *FWHM* sebagai fungsi waktu terhadap pH. Dari Gambar 4 tampak jelas bahwa *FWHM* dari puncak [110] maupun [020] turun seiring penambahan waktu inkubasi baik pada kondisi asam (pH 4), netral (pH 7) dan basa (pH 10).

Penurunan nilai *FWHM* menunjukkan lebar puncak difraksi semakin menyempit, yang berdasarkan persamaan *Debye Scherrer* dapat diinterpretasikan sebagai fenomena kenaikan ukuran kristalin [15]. Dengan kata lain, dalam semua lingkungan pH terjadi kenaikan ukuran kristalin sampel seiring dengan waktu inkubasi. Gambar 4 juga menunjukkan bahwa penurunan nilai *FWHM* atau dengan kata lain kenaikan kristalinitas sampel pada pH 4 tampak lebih nyata dibandingkan pada pH 10. Hal ini berlawanan dengan kecepatan degradasi yang mana pada pH 10 proses degradasi berlangsung lebih cepat dari pada pada pH 4. Fenomena ini menunjukkan bahwa inkubasi pada lingkungan pH rendah (pH 4), proses degradasi berjalan relatif lebih lambat yang diiringi dengan penambahan ukuran kristalin yang relatif lebih besar dibandingkan pada pH tinggi (pH 10).

KESIMPULAN

Inkubasi benang bedah sintesis berbasis kopolimer (PGA-ko-PLA) dalam larutan penyangga pH 4, pH 7 maupun pH 10 mengakibatkan perubahan strukturmikro seiring dengan proses degradasi yang dapat diamati dengan *SEM* maupun *XRD*. Kecepatan degradasi benang bedah dipengaruhi oleh kondisi

pH lingkungan, yang mana semakin tinggi pH semakin cepat proses degradasi. Pengukuran dengan *XRD* menunjukkan terjadinya kenaikan kristalinitas benang bedah seiring dengan waktu inkubasi, terutama pada pH rendah (pH 4). Dengan kata lain, semakin tinggi lingkungan pH, semakin cepat proses degradasi berjalan dan semakin kecil penambahan ukuran kristalin seiring dengan waktu inkubasi

DAFTARACUAN

- [1]. RECUM, F.V.A., *Handbook of Biomaterials Evaluation*, Macmillan Publishing Company, New York, (1986)
- [2]. HARTONO, *Mengenal Alat-alat Kesehatan dan Kedokteran*, UI, Jakarta, (1994)
- [3]. TAKE, Y., YONEDA, M., HAYASHIDA, K., NAKAGAWA, S, MIZUNO, N, *The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, **24** (2008) 251-257
- [4]. AÜL ZURITA, LOURDES FRANCO, JORDI PUIGGALÍ and ALFONSO RODRÍGUEZ-GALÁN, *Polymer Degradation and Stability*, **92** (2007) 975-985
- [5]. SUN, Y., WATTS, D.C., JOHNSON, J.R., SHUKLA, A.J., *Biodegradable Polymers and Their Degradation Mechanisms*, University of Tennessee, (2001)
- [6]. SJAMSUHIDAJAT, R., JONG, W.DE, *Ilmu Bedah*, Penerbit Buku Kedokteran, Jakarta, (1997)
- [7]. CHU, C.C., *Journal of Biomedical Materials Research*, **15** (1981) 795-804
- [8]. CHU, C.C., *Journal of Biomedical Materials Research*, **16** (1982) 117-124
- [9]. JAMES W. ORR, JR., JOSEPH F.K., PHILLIP Y. R. AND PETER B. B., *Gynecologic Oncology*, **92** (2004) 57-58
- [10]. ZONG X.H, WANG Z.G, HSIAO B.S., CHU B., ZHOU J.J, JAMIOLKWSKI D.D., MUSE E., DORMIER E., *Macromolecules*, **32** (1999) 8107-8114
- [11]. KAJIYAMA, T, KOBAYASHI, H., TAGUCHI, T., KOMATSU, Y., KATAOKA, K., TANAKA, J., *Materials Science and Engineering: C*, **24** (2004) 821-825
- [12]. HINCHLIFF, S.M., MONTAGUE, S.E., WATSON, R., *Physiology for Nursing Practice*, Bailliere Tindal, London, (1996)
- [13]. RUTISHAUSER, S., *Physiology and Anatomy*, Churchill Livingstone, New York, (1994)
- [14]. SUDARYANTO dan IRHAMNI, *Majalah Polimer Indonesia*, **8** (2005) 25-28
- [15]. SURYANARAYANA, C., GRANT NORTON, M., *X-Ray Diffraction A Practical Approach*, Plenum Press, New York, (1998)